

Eine Biomechanische Untersuchung zur Lapidusarthrodese
-
Plantare winkelstabile versus dorsomediale winkelstabile Platte

Dissertation

zur Erlangung des medizinischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Anne-Sophie Hajduk
geboren am 12.03.1988 in Suhl

Gutachter

1. Prof. Dr. Thomas Mückley, Erfurt
2. Prof. Dr. Gunther Hofmann, Jena
3. Prof. Dr. Markus Walther, München

Tag der öffentlichen Verteidigung: 01.07.2014, Jena

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung.....	1
2	Einleitung.....	3
2.1	Hallux valgus.....	3
2.1.1	Epidemiologie und Ätiologie.....	3
2.1.2	Pathogenese.....	4
2.1.3	Symptomatik und Diagnostik.....	5
2.1.4	Therapie.....	7
2.1.5	Das erste Tarsometatarsalgelenk.....	8
2.1.6	Welche Kräfte wirken auf das TMT?.....	9
2.2	Die Lapidus-Arthrodesen.....	10
2.2.1	Indikationen und Kontraindikationen zur Lapidusarthrodesen.....	10
2.2.2	Klinische Untersuchungen zur Lapidusarthrodesen.....	11
2.2.3	Biomechanische Untersuchungen zur Lapidusarthrodesen.....	12
3	Zielstellung.....	14
4	Material und Methoden.....	15
4.1	Präparate.....	15
4.2	Präparation.....	15
4.3	Implantationen.....	16
4.4	Dorsomediale Instrumentierung.....	16
4.5	Plantare Instrumentierung.....	17
4.6	Einbettvorrichtung.....	19
4.7	Biomechanische Testung.....	21
4.7.1	Vorversuche.....	21
4.7.2	Initial Statische Tests.....	21
4.7.3	Zyklische Tests.....	21
4.7.4	Final Statische Tests.....	21
4.7.5	Finaler Versagenstest.....	22
4.8	Statistische Auswertung.....	22
5	Ergebnisse.....	23
5.1	Knochendichte (Bone Mineral Density).....	23

5.2	Initial Statischer Test.....	24
5.3	Zyklischer Test.....	25
5.4	Statisch finaler Test.....	25
5.5	Versagenstest.....	27
5.6	Zusammenfassung.....	28
6	Diskussion.....	29
7	Schlussfolgerung.....	34
8	Anhang.....	35
8.1	Literaturverzeichnis.....	35
8.2	Veröffentlichung.....	40
8.3	Danksagung.....	41
8.4	Ehrenwörtliche Erklärung.....	42

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Dislokation des Mittelfußkopfes nach medial mit umgebender Muskulatur	5
Abbildung 2:	Winkel und Längenverhältnisse am MT.....	6
Abbildung 3:	Links - Kanülierte, selbstschneidende Zugschraube mit distalem Teilgewinde Rechts – Dorsomediale Orthnerplatte mit 1 mm Stufe	17
Abbildung 4:	DARCO® Simons Plantar Lapidus Platte	18
Abbildung 5:	Präparat mit H-förmiger, stufenloser DARCO® LPS™ locked Lapidus Platte	19
Abbildung 6:	Präparat mit DARCO® Simons Plantar Lapidus Platte.....	19
Abbildung 7:	Eingespannte Probe	20
Abbildung 8:	Steifigkeit initial.....	24
Abbildung 9:	Range of Motion	24
Abbildung 10:	Setzverhalten	25
Abbildung 11:	Maximum load to failure	27
Abbildung 12:	Steifigkeit final	27
Abbildung 13:	Biegemoment	28

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Stadieneinteilung des Hallux valgus	7
Tabelle 2: Alter, BMD und Geschlecht der Proben	23
Tabelle 3: Steifigkeit final, ROM und NZ statisch final	26

Abkürzungsverzeichnis

AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
AOFAS	American Orthopaedic Foot and Ankle Society
a. p.	anterior posterior
BMD	Bone Mineral Density
DGOOC	Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie
DMAA	Distal Metatarsal Articular Angle
ext.	extensor
flex.	Flexor
hall.	hallucis
HVW	Hallux-valgus-Winkel
IMW	intermetatarsale Winkel
K-Draht	Kirschner-Draht
long.	longus
M.	musculus
Mm.	musculi
MEC	Os cuneiforme mediale
MIC	Os cuneiforme intermedius
MP	erstes Metatarsophalangealgelenk
MT	Os metatarsale
MTC	metatarsocuneiform
NZ	Neutrale Zone
OP	Operation

pQCT	peripher quantitative Computertomographie
ROM	Range of Motion
TMT	erstes Tarsometatarsalgelenk

SI-Einheiten

a	Jahre
cm ³	Kubikzentimeter
HA	Hydroxylapatit
kN	Kilonewton
m	Meter
mm	Millimeter
N	Newton
s	Sekunde

1 Zusammenfassung

Zur Therapie des Hallux valgus sind bis heute über 100 operative Verfahren beschrieben. Bei fortgeschrittener Deformität, hypermobilem ersten Strahl oder einer Arthrose im TMT ist eine Versteifung des ersten Tarsometatarsalgelenks, eine Lapidusarthrodese, indiziert. In den 90er Jahren waren Zwei- und Dreischraubenversorgungen Mittel der Wahl. Seit 2001 wird für die TMT-Arthrodese auch der Einsatz winkelstabiler Platten propagiert, mit deren Einsatz die Anzahl der Pseudarthrosen und Implantatversager reduziert und eine frühere Belastungsstabilität, vor allem am osteoporotischen Knochen, ermöglicht werden soll. Dabei gilt die dorsomediale Plattenpositionierung heute als Goldstandard (Fuhrmann 2005, Sorensen et al. 2009). Bisher konnte in keiner biochmechanischen Studie ein Vorteil einer solchen Plattenarthrodese allein oder in Kombination mit einer Zugschraube gegenüber einer Zweischraubenarthrodese gezeigt werden (Cohen et al. 2005, Gruber et al. 2008). In einer bisher einmalig durchgeführten Untersuchung zur plantaren Mittelfuß-Versteifung zeigten Marks et al. sowohl im statischen als auch zyklischen Test die Überlegenheit einer solchen Plattenposition gegenüber einer Dreischraubenarthrodese (Marks et al. 1998). Diese Ergebnisse entsprechen sowohl dem AO-Prinzip, wonach eine Plattenpositionierung an der Zugseite eine erhöhte Stabilität mit sich bringt, als auch der physiologischen Konfiguration des Längsgewölbes, das vor allem durch den plantaren Bandapparat gestützt wird (Ruedi et al. 2007).

Die Hypothese dieser Arbeit war, dass eine anatomisch geformte, plantar angebrachte Plattenarthrodese in Kombination mit einer Zugschraube einer H-förmigen, dorsomedialen Plattenarthrodese in Kombination mit einer Zugschraube biomechanisch überlegen ist. Das Hauptaugenmerk lag dabei auf der plantaren Plattenpositionierung.

Untersucht wurden sechs Paar humaner Kadaverfüße. Je ein Präparat wurde randomisiert mit einer dorsomedialen, H-förmigen DARCO® LPS™ locked Lapidus Platte (Wright Medical Deutschland GmbH, Raisting, Deutschland) mit vier 3,5-mm winkelstabilen Schrauben versorgt; das andere Präparat mit einer anatomisch geformten Plantar Lapidus Plate (Wright Medical Deutschland GmbH, Raisting, Deutschland) mit zwei winkelstabilen Schrauben in den äußeren und zwei nicht-winkelstabilen Schrauben in den inneren Löchern. Alle Arthrodesen wurden zusätzlich durch eine Zugschraube stabilisiert. Die

Proben wurden in einem quasi-statischen, einem zyklischen und abschließenden load-to-failure-Test belastet. Im quasi-statischen Test wurden mittels Kraft-Weg-Diagrammen initiale Steifigkeit und initiale Range of Motion (ROM) ermittelt. Im zyklischen Durchlauf wurden das Setzverhalten und im load-to-failure-Test die finale Steifigkeit, die maximale zum Versagen führende Kraft und das Biegemoment erhoben.

Beide Gruppen unterschieden sich nicht signifikant hinsichtlich der Bone Mineral Density (BMD). Alle gemessenen signifikanten Unterschiede fielen zu Gunsten der plantaren Platte aus. Es wurden signifikant bessere Ergebnisse für die initiale Steifigkeit ($p = 0,028$), initiale ROM ($p = 0,028$), finale Steifigkeit ($p = 0,042$), load-to-failure ($p = 0,043$) und das Biegemoment ($p = 0,043$) erzielt. Im Setzverhalten unterschieden sich die Platten nicht ($p = 0,14$).

Die Ergebnisse bestätigten die Hypothese, dass eine plantar positionierte Plattenarthrodese in Kombination mit einer Zugschraube einer herkömmlichen dorsomedial angebrachten Arthrodese in Kombination mit einer Zugschraube biomechanisch überlegen ist.

Die anatomisch geformte plantare winkelstabile Lapidusplatte gewährleistete in dieser biomechanischen Untersuchung eine stabile Versorgung des ersten Tarsometatarsalgelenks. Im klinischen Alltag wird eine frühe Belastungsstabilität angestrebt um Pseudarthrosen und Implantatversager zu vermeiden. Die plantare Plattenposition kann sich zudem durch die höhere Weichteildeckung positiv auf Weichteilirritationen und dadurch notwendig werdende Materialentfernungen auswirken.

Die Ergebnisse dieser Studie können trotz signifikant besserer Werte für die plantare Platte nicht umgehend in die klinische Praxis übertragen werden. Weitere klinische Studien zu Langzeitergebnissen und Komplikationen der plantaren Lapidusplatte sind notwendig.

2 Einleitung

2.1 Hallux valgus

Beim Hallux valgus handelt es sich um eine dreidimensionale Fehlstellung der Großzehe (Hallux) im Großzehengrundgelenk mit lateraler Achsabweichung (Transversalebene), pronatorischer Rotation (Frontalebene) und Extensions- und Flexionsfehlstellung. Da ein fortgeschrittener Hallux valgus die Hauptindikation zur Lapidusarthrodese darstellt, soll im Folgenden auf das Krankheitsbild des Hallux valgus näher eingegangen werden.

2.1.1 Epidemiologie und Ätiologie

Der Hallux valgus zeigt eine altersabhängig steigende Prävalenz zwischen 1 und 75% (Hardy und Clapham 1951, Kilmartin et al. 1991, Fuhrmann und van Schoonhoven 2011). Dabei sind Frauen bis zu neunmal häufiger betroffen als Männer, was nicht allein durch ungünstige Schuhmode, wie flaches und schmales Schuhgewölbe oder hohe Absätze, begründbar ist. Möglicherweise konsultieren Frauen aufgrund des optischen Aspekts und des damit verbundenen Leidensdrucks öfter einen Arzt.

Der Hallux valgus tritt vor allem idiopathisch auf, seltener sekundär (z.B. posttraumatisch oder nach Amputation der zweiten Zehe). Man geht von einem multifaktoriellen Geschehen aus. Bereits Lapidus sah 1934 in der Fehlstellung eine genetische Disposition durch einen atavistisch angelegten Fuß (Lapidus 1934). Ob eine vererbte Disposition eine Rolle spielt, ein möglicher autosomal-dominanter Erbgang mit inkompletter Penetranz, ist nicht abschließend geklärt (Fuhrmann und van Schoonhoven 2011).

Begünstigende Faktoren sind muskuläre Dysbalancen und arthrogene Instabilitäten des ersten Metatarsophalangealgelenks (MP) sowie ersten Tarsometatarsalgelenks (TMT). Eine Achsabweichung des ersten Metatarsalknochens (MT) wird vor allem durch eine Hypermobilität im TMT und einen metatarsus primus varus begünstigt (Lapidus 1934, Baravarian et al. 2004, Faber et al. 2004, Wanivenhaus und Pretterklieber 1989, Klaue 1991). Des Weiteren wirken sich auch Störungen des Kollagenstoffwechsels, entzündliche und neuromuskuläre Erkrankungen progressiv auf die Entwicklung eines Hallux valgus aus. Sie bedingen eine Destabilisierung des muskulären und arthrogenen Gleichgewichts.

Prädisponierend sind außerdem ein evertierter Rückfuß und ein negativer Metatarsalindex ($MT1 < MT2$, Metatarsus primus brevis). Das Tragen von Schuhen mit hohem Absatz allein führt nicht zur Ausbildung eines Hallux valgus, fördert jedoch dessen Entwicklung (Fuhrmann und van Schoonhoven 2011). Weitere begünstigende Faktoren sind ein ägyptischer Vorfuß (die erste Zehe überragt die zweite) aber auch ein Metatarsus primus brevis, da so die anteromediale Abstützung herabgesetzt wird und eine Tendenz zur Vorfußpronation besteht.

2.1.2 Pathogenese

Die mediale Säule des Fußes setzt sich in Verlängerung des Talus aus Naviculare - Cuneiforme mediale - Metatarsus 1 zusammen und trägt entscheidend zur Stabilität des Fußes beim Stehen und Gehen bei.

Alle unter 2.1.1 genannten Faktoren begünstigen die Subluxation des ersten Metatarsale nach medial. Dabei bleiben die Sesambeine an ihrer Position. Die extrinsische (Mm. extensor hallucis longus und flexor hallucis longus) und intrinsische Muskulatur (Mm. extensor hallucis brevis und flexor hallucis brevis) kann der Achsabweichung des MT nicht folgen, sodass es zur Valgisierung der Grundphalanx kommt. Der M. abductor hallucis weicht nach plantar aus, begünstigt durch eine protrahierte Pronation des Rück- und Mittelfußes. Er dient jetzt nicht mehr der Abduktion der Großzehe, vielmehr resultiert eine pronatorische Wirkung auf die Grundphalanx (Abbildung 1). Das subluxierte MT1-Köpfchen führt zur Ausbildung einer medialen Pseudoexostose. Letztendlich flacht das mediale Längsgewölbe ab und der erste Strahl dekompenziert (Klaue 1991, Fuhrmann und van Schoonhoven 2011).

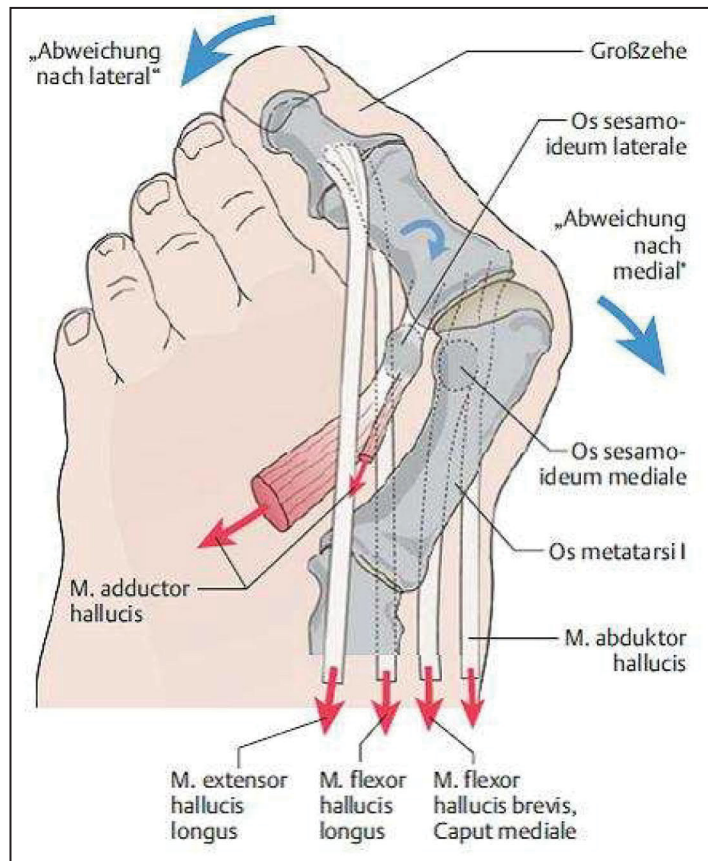


Abbildung 1: Dislokation des Mittelfußkopfes nach medial mit umgebender Muskulatur (aus Fuhrmann und van Schoonhoven 2011, S. 449)

2.1.3 Symptomatik und Diagnostik

Der Hallux valgus führt symptomatisch zu Druckbeschwerden und Schmerzen an der medialen Pseudoexostose, die verstärkt in geschlossenen, engen Schuhen auftreten. Bei fortgeschrittener Deformität und Bedrängung der lateralen Zehen treten Kleinzehendeformitäten wie Krallenzehe, Hammerzehe und Clavus auf. Durch die Mehrbelastung der Mittelfußköpfe kann sich eine Transfermetatarsalgie entwickeln. Die Pronation der Großzehe führt zu Nagelwachstumsstörungen und Mykosen. Bei gleichzeitiger Arthrose im TMT weiten sich die Schmerzen auf den gesamten medialen Strahl aus. Das primäre diagnostische Mittel ist die Bildgebung. Am belasteten Fuß werden in a. p. und Seitenaufnahme folgende Maße bestimmt (nach Fuhrmann und van Schoonhoven 2011, mit Normwerten), vgl. Abbildung 2:

- Intermetatarsaler Winkel (IMW) $< 10^\circ$
- Hallux-valgus-Winkel (HVW) $< 15^\circ$
- Hallux-valgus-interphalangeus-Winkel (HVIW) $< 15^\circ$
- Gelenkflächenwinkel am MT1 (DMAA) $< 10^\circ$
- Position des medialen Sesambeins zur Schafthalbierenden MT1
- Längenverhältnis MT 1/2

Zusätzlich zur klinischen Untersuchung stehen auch verschiedene Scores wie der Foot Function Index und AOFAS-Vorfuß-Score zur Objektivierung der Befunde zur Verfügung (Budiman-Mak et al. 1991, Kitaoka et al. 1994).

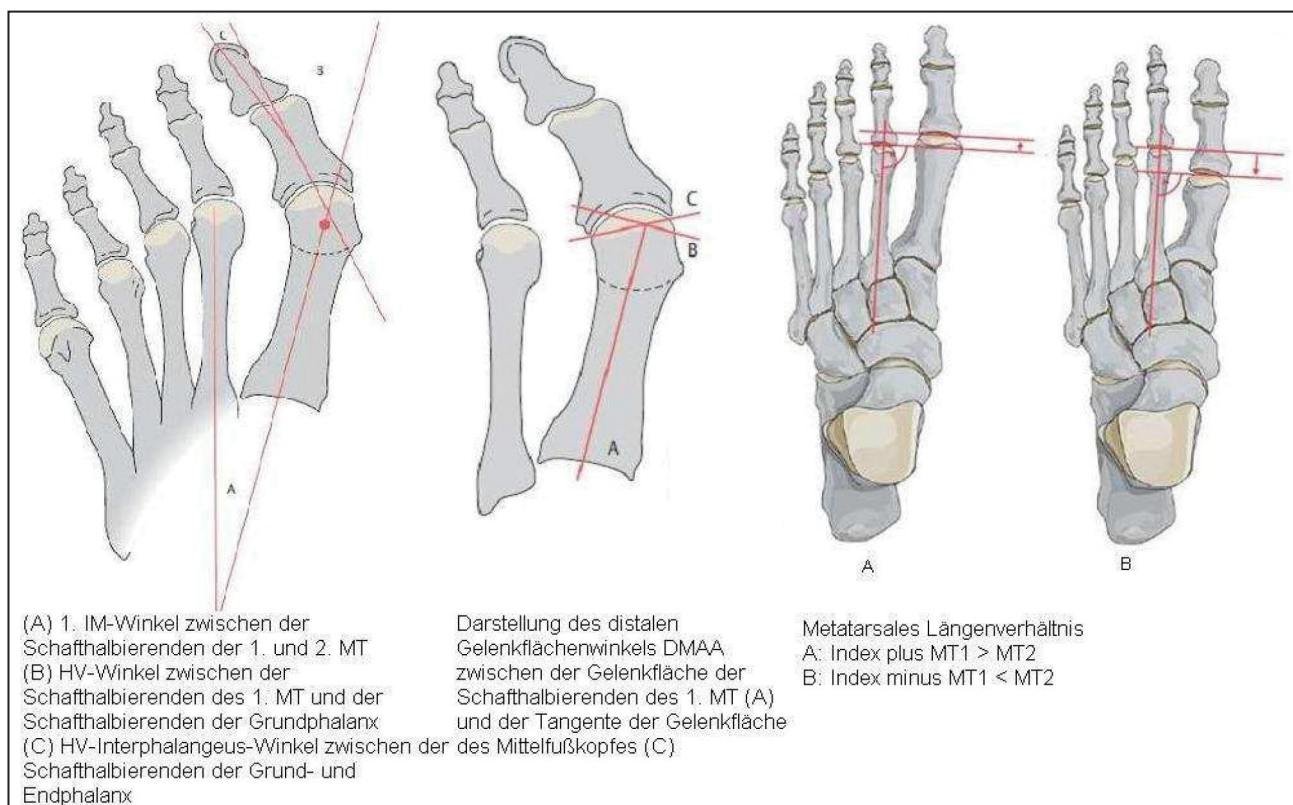


Abbildung 2: Winkel und Längenverhältnisse am MT (aus Fuhrmann und van Schoonhoven 2011, S. 452-453, bearbeitet vom Autor)

Die Maßangaben schwanken in der Literatur für den HVW zwischen $14,5^{\circ}$ - 20° (Kilmartin et al. 1991, Vanore et al. 2003). Die praktische Bedeutung des DMAA nimmt immer mehr ab, zur Klassifikation dienen vor allem der Intermetatarsal- und Hallux-valgus-Winkel (Coughlin und Freund 2001, Palladino und Towfigh 1992). Danach kann man die Hallux-valgus-Deformität nach Vanore in drei Stadien einteilen

Tabelle 1: Stadieneinteilung des Hallux valgus nach Vanore (Vanore et al. 2003)

Stadium 1	Stadium 2	Stadium 3
HVW $< 25^{\circ}$ IMW $< 12^{\circ}$ MT kongruent	HVW $\geq 25^{\circ}$ IMW $\leq 16^{\circ}$ MT kongruent oder subluxiert	HVW $> 35^{\circ}$ IMW $> 16^{\circ}$ MT subluxiert MTarthrose

2.1.4 Therapie

Die Entscheidung zur Therapie ist abhängig von der individuellen Befundkonstellation, die sich zusammensetzt aus objektiven Befunden (vgl. 2.1.3), vorausgegangenen Therapien und dem subjektiven Leidensdruck des Patienten.

Konservativ stehen bei mäßigem Hallux valgus physiotherapeutische Muskelkräftigung, angepasstes Schuhwerk mit breitem, hohen Gewölbe, Pelotten und Orthesen zur Verfügung. Beschwerden können gelindert, die Progredienz der Deformität aber nicht aufgehalten werden (Coughlin 1990, Easley et al. 2009).

Für die operativen Möglichkeiten gilt: je fortgeschrittener die Fehlstellung, desto proximaler der Operationsansatz. Die 2010 überarbeitete S1-Leitlinie der DGOOC fasst Empfehlungen der aktuellen Forschung zusammen. Empfohlen werden distale (Chevronosteotomie), diaphysäre (Scarfosteotomie) und proximale Osteotomien (open wedge-Osteotomie) sowie die Arthrodesse des TMT (Coughlin 1990, Coughlin und Smith 2008, Easley und Trnka 2007, Franco et al. 1990, Trnka 2005). Die milden Deformitäten werden eher mit distalen oder diaphysären Techniken versorgt. Im fortgeschrittenen Stadium kommt die proximale Osteotomie oder Arthrodesse zum Einsatz, oft in Kombination mit einer distalen Osteotomie (Wanivenhaus et al. 2009, Wulker und Mittag 2012). Ziel ist

es, gelenkerhaltend zu operieren. Resektionsarthroplastiken, z. B. nach Keller-Brandes, werden ausschließlich bei fortgeschrittenen Arthrosen angewendet und gelten heute als obsolet (Zembsch et al. 2000). Ein laterales Weichteilrelease zur Rebalanzierung der kontrakten periartikulären Weichteile ist immer indiziert (Fuhrmann und van Schoonhoven 2011).

2.1.5 *Das erste Tarsometatarsalgelenk*

Das erste Tarsometatarsalgelenk spielt in der Pathogenese des Hallux valgus eine entscheidende Rolle. Untersuchungen zeigten, dass die Entwicklung eines Hallux valgus in Korrelation mit einem hypermobilen TMT steht (Klaue 1991, Klaue et al. 1994, Wanivenhaus und Pretterklieber 1989). Das erste Tarsometatarsalgelenk wird aus den Gelenkflächen des Cuneiforme mediale und Metatarsale 1 gebildet und bildet den medialen Teil des Lisfranc-Gelenks. Die einstrahlenden Ansätze des M. fibularis longus an die MT-Basis und an das distale mediale Cuneiforme (MEC) sowie des M. tibialis posterior am proximalen MEC stabilisieren das TMT und tragen zur Verspannung des Längs- und Quergewölbes am Mittelfuß bei (Schünke 2005).

Das TMT ist Teil des medialen Längsgewölbes des Fußes, das aus Calcaneus, Naviculare, Cuneiforme mediale, Metatarsus 1 und proximaler und distaler Phalanx gebildet wird. Das Längsgewölbe wird nach plantar durch Bänder und Muskeln und deren Sehnen begrenzt und stabilisiert. Die passive Stabilisierung übernimmt die subtalare Fußplatte, die sich aus dem Lig. calcaneonaviculare, der Plantaraponeurose und kräftigen Bindegewebszügen, die in Fettgewebsskammern eingebettet sind, zusammensetzt (Debrunner und Jacob 1998). Die aktive muskuläre Verspannung, die das Gehen unterstützt, wird durch die Ansätze und Sehnen der Mm. tibialis posterior und fibularis longus garantiert. *In vitro* Untersuchungen zeigten, dass der natürliche Bewegungsumfang im TMT minimal ist (Wanivenhaus und Pretterklieber 1989). Die physiologische Konfiguration des TMT beugt einer Achsabweichung des Gelenks im Sinne einer Inversion vor. Die straffe Gelenkkapsel und die ansetzenden Mm. fibularis longus und tibialis anterior machen eine Plantarisierung des MT unmöglich. Pathologische Achsabweichungen im Sinne einer Eversion und Adduktion sind als Folge einer Dorsalverschiebung des MT zu sehen.

2.1.6 Welche Kräfte wirken auf das TMT?

Während des Gehens müssen Mittel- und Vorfuß zeitweise bis zu 50% des Körpergewichts tragen. Die auf ein Gelenk wirkenden Kräfte setzen sich zusammen aus der Summe der externen auf das Gelenk wirkenden Kräfte und den Muskelkräften, die denen entgegenwirken und so für das mechanische Gleichgewicht im Gelenk sorgen. Unter Annahme der Reibungslosigkeit wirkt die Kraftresultierende stets senkrecht auf die beteiligten Gelenkflächen. Ändert sich die Richtung der Kraftresultierenden, kommt es zu Luxationen im Gelenk (Debrunner und Jacob 1998). Die Kraftresultierende des TMT verläuft annähernd parallel zur Kraftresultierenden des MT. Damit liegt die Kraftresultierende des TMT in der Basis des MT, was ein plantares Aufklappen des Gelenks verhindert (Debrunner und Jacob 1998). Agonistisch dazu wirken die langen Flexorsehen und der M. fibularis longus sowie die oben beschriebene subtalare Platte.

2.2 Die Lapidus-Arthrodes

Die Lapidusarthrodese dient der Stabilisierung des ersten TMT-Gelenks. Sie ist benannt nach dem New Yorker Chirurg Paul W. Lapidus (1893-1981).

2.2.1 Indikationen und Kontraindikationen zur Lapidusarthrodese

Das TMT-Gelenk besitzt physiologisch aufgrund seiner schraubenförmigen Konfiguration eine geringe Beweglichkeit (Fuhrmann 2005, Wanivenhaus und Pretterklieber 1989). Kommt es aber, z.B. infolge einer fortgeschrittenen Hallux-valgus-Deformität, zu einer Aufweitung des ersten Intermetatarsalwinkels mit Hypermobilität und Instabilität des TMT, ist eine Lapidus-Arthrodes indiziert (Baravarian et al. 2004, Faber et al. 2004). Indikationen sind (nach Fuhrmann 2005):

- Spreißfußdeformität bei IM-Winkel $> 18^\circ$
- Hypermobilität des ersten Strahls mit konsekutiver Transfermetatarsalgie
- Schmerzhaftes Arthrose des TMT1
- Elevation des ersten Strahls z.B. bei kongenitalem Klumpfuß
- Metatarsus primus varus und Hallux valgus bei hypermobilem Plattfuß

Ziel ist die Wiederherstellung eines stabilen Mittelfußes, der eine schmerzfreie Lastaufnahme über den ersten Strahl ermöglichen soll. Kontraindiziert ist die Arthrodes bei geringeren Deformitäten (IM-Winkel $< 17^\circ$), unbehandelter Rückfußdeformität und gestörter Durchblutung des Fußes (Fuhrmann 2005).

Hauptkomplikation der Operation ist die Entwicklung von Pseudarthrosen. In der Literatur liegen die Pseudarthrosenraten zwischen null und 20% (Clark et al. 1987, Coetzee et al. 2003, Myerson et al. 1992, Sangeorzan und Hansen 1989). Weitere Komplikationen stellen die Entwicklung einer Transfermetatarsalgie, Sensibilitätsstörungen durch Irritation des N. cutaneus dorsalis medialis, Weichteilirritationen durch das Implantat und Wundheilungsstörungen dar.

2.2.2 Klinische Untersuchungen zur Lapidusarthrodese

Die Anwendung der TMT-Arthrodese zur Therapie des Metatarsus primus varus wurde erstmals Anfang des 20. Jahrhunderts beschrieben (Truslow 1925, Kleinberg 1932). Lapidus griff das Verfahren 1934 auf (Lapidus 1934). Er resezierte Knochenteile der MT-Basis und des MEC und fixierte das MT mittels Chromdraht an den dorsalen Ligamenti des Cuneiforme mediale (MEC) und intermedius (MIC). Zusätzlich nutzte er die knöcherne Exostose als autologe Knochenbrücke zwischen MT1 und MT2. Später reduzierte er die Knochenresektion im Gelenk und beschränkte sich auf das Freilegen der knorpeligen Gelenkflächen des TMT (Lapidus 1956, Lapidus 1960). Er interpretierte dabei die Abduktion des MT und den Hallux valgus als Folgeerscheinungen eines primären Metatarsus primus varus.

In den Folgejahren wurde die Lapidusarthrodese zunehmend modifiziert. Der Begriff des „modifizierten Lapidus“ etablierte sich als die Bezeichnung für die reine Arthrodese des TMT, im Gegensatz zum „originalen Lapidus“ mit Fixierung von MT1 und MT2 und/oder MEC und MIC (Kappeler et al. 2004). Zur Fusion werden K-Drähte, Schrauben und Platten verwendet. Zum Einsatz kommen unter anderem Ein-, Zwei- und Dreischraubenarthrodesen, H-Platten und Drittelrohrplatten bis zu winkelstabilen Systemen und Zugschrauben.

Butson verband MT1 und MT2 mit zwei K-Drähten und nutzte dabei die abgetragene Exostose des MT-Köpfchens als Füllungsmaterial (Butson 1980). Rutherford präparierte ähnlich wie Lapidus und Butson, nutzte aber eine Zugschraube um MT1 und MT2 zu stabilisieren (Rutherford 1974). Die Schraubenarthrodese etablierte sich in den 80er Jahren weitgehend als Methode der Wahl. Bacardi und Boysen resezierten laterale und plantare Knochenanteile im TMT um so eine Plantarisierung des MT zu gewährleisten und instrumentierten je eine kanüllierte Schraube von der medialen Basis des MT1 ins MT2 und MEC (Bacardi und Boysen 1986). Clark et al. führten je eine Schraube von der medialen MT1-Basis in das MT2 und das MIC (Clark et al. 1987). Sangeorzan und Hansen versuchten, durch primär laterale Knochenresektion im TMT eine Strahlverkürzung zu vermeiden und wählten anschließend die gleiche Schraubenposition wie Clark et al.

(Sangeorzan und Hansen 1989). Myerson et al. führten eine vierjährige Untersuchung durch, in der insgesamt 67 Arthrodesen analysiert wurden (Myerson et al. 1992). Ein Teil der Proben wurde wie bei Clark et al. versorgt, bei neun der 67 Proben wurde statt Knochen nur der Gelenkknorpel entfernt und die Schraubenposition so verändert, dass eine von dorsal nach plantar aus dem MEC ins MT1 verlief, die zweite von der medialen MT1-Basis ins MT2. Die Pseudarthroserate sank nach der Modifikation von 9,5% auf 0%, eine Korrelation zum Operationsverfahren konnte allerdings nicht aufgezeigt werden (Myerson et al. 1992).

Seit Anfang der 90er Jahre kommen zunehmend Plattensysteme zum Einsatz. Winkelstabile Platten minimieren die Reibungskräfte an der Kontaktfläche Platte-Knochen und senken das Risiko für Repositionsverlust (Egol et al. 2004, Kumar et al. 2012, Perren 1991). So können eine stabile Periostdurchblutung gewährleistet und Knochennekrosen vermieden werden. Aufgrund geringer Pseudarthroseraten, guter Schmerzreduktion und einer hohen Patientenzufriedenheit konnten sich die winkelstabilen Platten in mehreren klinischen Studien als solide Versorgung des TMT etablieren (Horton und Olney 1993, Hofstaetter 2008, Fuhrmann 2005).

2.2.3 Biomechanische Untersuchungen zur Lapidusarthrodese

Seit Beginn der 1990er Jahre werden zunehmend biomechanische Studien zur Lapidusarthrodese durchgeführt. Ziel ist die Evaluation verschiedener Fusionstechniken auf ihre biomechanischen Eigenschaften, wie Steifigkeit, Range of Motion, Biegemoment und load-to-failure.

Ray fand in einer biomechanischen Testreihe zur Lapidusarthrodese keine signifikanten Unterschiede zwischen einer Zwei- und Dreischraubenarthrodese (Ray et al. 1998). Bei der zusätzlichen Evaluation verschiedener Präparationstechniken für das TMT zeigten sich unter Erhalt der subchondralen Platte im Gelenk signifikante Vorteile für die Stabilität der Arthrodese. In etlichen biomechanischen Studien wurden bisher Platten- und Schraubensysteme miteinander verglichen. Marks et al. gingen davon aus, dass die Fixierung auf der Zugseite des Gelenks, also plantar, eine höhere Stabilität gewährleistet als eine dorsale (Marks et al. 1998). In einer biomechanischen Studie im zyklischen und load-to-failure-Test überlag die plantar angebrachte Platte einer Schraubenarthrodese.

Cohen et al. untersuchten erstmals ein winkelstabiles Plattensystem ohne Zugschraube zur Mittelfußfusion (Cohen et al. 2005). Sie zeigten in einem load-to-failure-Test die Überlegenheit einer Zweischraubenarthrodese gegenüber einer dorsomedialen, winkelstabilen Plattenarthrodese.

In den folgenden Jahren konnte nicht gezeigt werden, dass eine Plattenarthrodese einer Schraubenversorgung unterlegen ist. Die Studie von Gruber et al. zeigte in einer nicht zyklischen, biomechanischen Untersuchung keine signifikanten Unterschiede zwischen einer Zweischraubenarthrodese und einer dorsomedialen Plattenarthrodese mit Zugschraube (Gruber et al. 2008). In einer darauffolgenden Untersuchung von Scranton et al. erreichte eine mediale Platte mit Zugschraube signifikant bessere Werte im load-to-failure-Test (Scranton et al. 2009). Auch in einer Studie von Klos et al. konnte die Überlegenheit einer medialen Plattenarthrodese in Kombination mit einer Zugschraube gegenüber einer Zweischraubenarthrodese, auch im zyklischen Test, gezeigt werden (Klos et al. 2010).

Bis heute gibt es keine vergleichende biomechanische Untersuchung zu einer plantaren Lapidusplatte im Vergleich mit einer dorsomedial positionierten Platte. Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es, diese Lücke zu schließen.

3 Zielstellung

Gegenstand dieser Arbeit war die vergleichende biomechanische Untersuchung von zwei verschiedenen Lapidusplatten. Die dorsomediale, H-förmige DARCO® LPS™ locked Lapidus Platte (Wright Medical Deutschland GmbH, Raisting, Deutschland) in Kombination mit einer Zugschraube und die anatomisch geformte Plantar Lapidus Plate (Wright Medical Deutschland GmbH, Raisting, Deutschland) in Kombination mit einer Zugschraube sollten auf ihre biomechanischen Eigenschaften hin untersucht werden. Es galt zu beantworten, welche Platte signifikant höhere Werte für die Steifigkeit und load to failure erzielt und welche Platte signifikant niedrigere Werte für die ROM, das Setzverhalten und das Biegemoment. Hauptaugenmerk lag auf der unterschiedlichen Position der Platte zum Gelenkspalt – dorsomedial vs. plantar.

Ausgangsspunkt der Messung war ein quasi-statischer Test, bei dem initiale Steifigkeit und Range of Motion bestimmt wurden. In einem zyklischen Test, der dem repetitiven Be- und Entlasten des Alltags gerecht werden sollte, wurde das Setzverhalten beider Implantate bestimmt. Der load-to-failure-Test evaluierte in einem „worst-case“-Szenario abschließend, welche Platte den höheren Kräfte bis zum definierten Versagen standhielt.

Gezeigt werden sollte, ob sich die plantare Plattenarthrodese in Kombination mit einer Zugschraube aus biomechanischer Sicht für die TMT-Arthrodese eignet und ob sie in Bezug auf Steifigkeit, ROM, Setzverhalten und Biegemoment der herkömmlichen dorsomedialen Plattenarthrodese in Kombination mit einer Zugschraube überlegen ist.

4 Material und Methoden

4.1 Präparate

Es wurden sechs Paar gefrorener humaner Kadaverfüße verwendet, die vom Institut für Anatomie I (Institut für Anatomie I, Universitätsklinikum Jena, Teichgraben 7, 07743 Jena) zur Verfügung gestellt wurden. Die Proben stammten ausnahmslos von Patienten die zu Lebzeiten einer Verwendung ihrer Körper zu medizinischen Zwecken zugestimmt hatten. Das mittlere Alter der Spender zum Todeszeitpunkt war 79 Jahre (Range [64-89]). Es gab zwei männliche und vier weibliche Spender. Radiologisch wurden Knochenpathologien ausgeschlossen. Die Bestimmung der BMD erfolgte im Calcaneus mittels hochauflösendem pQCT (Xtreme-CT, Scanco Medical AG, Brüttisellen, Schweiz). Die Scannung der Unterschenkel erfolgte entlang der axialen Richtung mit einer isotropischen Auflösung von 82 μm . Aus den Sagittalschnitten wurde die Breite der Calcanei im Bereich der Tuber Calcanei ermittelt. Von der Mitte ausgehend wurde die BMD in einem 2 mm subcortical liegenden Knochenzylinder in der Spongiosa jeweils in 30 Schnitten (Schichtdicke 82 μm) nach medial und nach lateral ermittelt. Von jedem Paar Füße wurde je einer randomisiert mit einer dorsomedialen Platte versehen, der jeweils andere Fuß mit der plantaren Platte.

4.2 Präparation

Die gefrorenen Proben wurden am Tag der Implantation frisch aufgetaut. Unmittelbar vor der Arthodese wurden Naviculare, Cuneiforme mediale und Metatarsale 1 en bloc entfernt. Dazu wurde auf der Dorsalseite des Präparats entlang der Längsachse des Metatarsale 1 eine tiefe Hautinzision gesetzt. Manuell wurden das MP 1 sowie das Tarsonaviculargelenk aufgesucht und dann durchtrennt. Cutis, Subcutis, subcutanes Fettgewebe und alle Muskeln im Präparationsgebiet, bis auf den Sehensatz des M. tibialis anterior zur weiteren Orientierung, wurden ebenfalls entfernt. Nach dem Durchtrennen der Ligamenti der Art. intertarsales zwischen Cuneiforme mediale und Cuneiforme intermedius, blieben

nur noch Metatarsale 1, Cuneiforme mediale und Naviculare en bloc bestehen. Deren Gelenkkapseln inklusive dazugehöriger Bandstrukturen blieben vorerst intakt.

Nach der Implantation der Platten folgte die Resektion der Gelenkkapsel und deren Ligamenti. Im Gegensatz zu Gruber et al., die die Gelenkfläche um 1 mm resezierten und im Gegensatz zur Vorgehensweise von Scranton et. al., die die subchondrale Platte zusätzlich anbohrten, blieben die Gelenkflächen der Präparate erhalten (Gruber et al. 2008, Scranton et al. 2009).

4.3 Implantationen

Alle Implantationen wurden durch einen erfahrenen Fußchirurgen durchgeführt (Dr. med. Paul Simons). Die Implantate bestanden alle aus Titan und wurden mit Schrauben des gleichen Typs versorgt. Die Lapidusarthrodesen unterschieden sich lediglich in der Form und Positionierung der Platten - anatomisch-vorgeformt oder H-förmig und dorsomedial oder plantar. Alle verplatteten Arthrodesen wurden computertomografisch kontrolliert. Die Lage aller Arthrodesen war korrekt

4.4 Dorsomediale Instrumentierung

Es handelte sich bei der dorsomedialen Orthner-Platte um eine H-förmige DARCO® LPS™ locked Lapidus Platte (Wright Medical Deutschland GmbH, Raisting, Deutschland, Abbildung 3) mit vier 3,5-mm winkelstabilen Schrauben. Die Platte ist in sechs Ausführungen von 0 mm Stufe bis zu einer Stufung von 6 mm erhältlich. In der vorliegenden Untersuchung wurde eine stufenlose Variante verwendet.

Zuerst wurde eine 4-mm-Durchmesser kanülierte, selbstschneidende Zugschraube mit distalem Teilgewinde eingebracht (Wright Medical Deutschland GmbH, Raisting, Deutschland, Abbildung 3). Die Schraubeninsertion orientierte sich an Gruber et al. und Baravarian et al. (Baravarian et al. 2004, Gruber et al. 2008). Die Zugschraube wurde an der dorsalen Kortikalis des Metatarsale 1 zentral, zwischen zehn und 15 mm entfernt vom Gelenkspalt, Richtung plantarer Gelenkfläche des proximalen Cuboideum mediale über

einen zuvor gesetzten Kirschnerdraht eingeführt. Zug wurde mittels Drei-Finger-Technik (Daumen, Zeige- und Mittelfinger) manuell auf die Schraube ausgeübt. Der Kirschnerdraht wurde entfernt. Danach wurde die Platte dorsomedial über dem TMT-Gelenk mit vier winkelstabilen Schrauben implantiert. Bikortikaler Kontakt verankerte die Schrauben im Knochen. Die Implantation von Schrauben und Plattensystem erfolgte nach Herstelleranleitung.



Abbildung 3: Links - Kanülierte, selbstschneidende Zugschraube mit distalem Teilgewinde
 Rechts – Dorsomediale Orthnerplatte mit 1 mm Stufe. Mit freundlicher
 Genehmigung von Wright Medical Deutschland GmbH, Raisting, Deutschland

4.5 Plantare Instrumentierung

Für die plantare Seite wurde eine DARCO® Simons Plantar Lapidus Platte (Wright Medical Deutschland GmbH, Raisting, Deutschland) verwendet (Abbildung 4). Sie ist anatomisch entsprechend des TMT-Gelenks vorgeformt und in einer linken und rechten Variante erhältlich. Diese Platte wurde durch zwei winkelstabile Schrauben in den beiden äußeren Löchern und zwei konventionellen nicht-winkelstabilen Schrauben in den mittleren Löchern fixiert. Eine dorsale Kompressionsschraube stabilisierte die Arthrodesese zusätzlich.



Abbildung 4: DARCO® Simons Plantar Lapidus Platte. Mit freundlicher Genehmigung von Wright Medical Deutschland GmbH, Raisting, Deutschland

Zuerst wurde am TMT-Gelenk ein Kirschnerdraht von dorso-distal nach plantar-proximal eingeführt. Darüber wurde eine 4-mm kanülierte selbstbohrende und selbstschneidende Zugschraube mit distalem Teilgewinde (Wright Medical Deutschland GmbH, Raisting, Deutschland) eingebracht. Der Kirschnerdraht wurde entfernt. Danach erfolgte die Implantation der Lapidusplatte nach Herstellerangaben. Dabei wurden zuerst in die inneren beiden Löcher zwei 3,5-mm Schrauben eingesetzt. Sie sorgten für zusätzliche Kompression der Arthrodesese. Darauf folgte die Verschraubung der äußeren Löcher mit zwei winkelstabilen 3,5-mm Schrauben. Alle vier Schrauben stabilisierten das Gelenk durch bikortikalen Kontakt.

Um die Oberfläche für eine maximal stabile Einbettung zu vergrößern, wurden Naviculare und Cuneiforme vor dem Einbetten mit zwei Kirschnerdrähten verbunden. Eine radiologische Kontrolle stellte sicher, dass die Drähte nicht durch den metatarsocuneiformen Gelenkspalt verliefen. Berührungspunkte mit den Gelenkflächen und Implantaten konnten ebenfalls ausgeschlossen werden. Im Anschluss daran wurden Bänder und Gelenkkapseln des TMT1-Gelenks durchtrennt. Das Periost von Metatarsale und Cuneiforme mediale wurde mit dem Skalpell von der Corticalis gelöst, um die Kontaktfläche zwischen Knochen und Knochenzement so groß wie möglich zu gestalten. Um eine Einbettung der Implantate selbst zu verhindern, wurden diese komplett mit Knetmasse bedeckt.



Abbildung 5: Präparat mit H-förmiger, stufenloser DARCO® LPS™ locked Lapidus Platte, links, Ansicht von dorsomedial



Abbildung 6: Präparat mit DARCO® Simons Plantar Lapidus Platte, rechts, Ansicht von plantar

4.6 Einbettvorrichtung

Die Einbettvorrichtung bestand aus zwei unterschiedlich großen hohlen Metallzylindern. Der distale Metallzylinder, der Naviculare und Cuneiforme mediale umschloss, hatte einen Durchmesser von 55 mm bei einer Höhe von 55 mm. Der Boden des Zylinders war verschiebbar und konnte so den verschiedenen Größen der Proben angepasst werden. Der proximale Hohlzylinder, der das Köpfchen des Metatarsale fasste, hatte bei einer Höhe von 10 mm einen Durchmesser von 27/30 mm (innen/außen).

Die Einbettvorrichtung war so gestaltet, dass jede Probe entlang ihrer Längsachse vom

Kopf des Metatarsale zum Mittelpunkt der proximalen Gelenkfläche des Naviculare eingespannt war. Die Einbettung erfolgte mit Polymethylethacrylaten. Verwendet wurden SCS Beracryl® (Suter Kunststoff AG, Jegenstorf, Schweiz) und Technovit®3040 (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland), mit je einer pulverisierten und einer flüssigen Komponente im Verhältnis 2/3:1/3. Das Polymethylethacrylat wurde nach Herstellerangaben verarbeitet.

Naviculare und Cuneiforme mediale befanden sich in dem größeren Metallzylinder von 55 mm Durchmesser und wurden bis 5 mm unter dem distalen Gelenkspalt des MTC-Gelenks eingegossen. Der Gelenkspalt blieb unbeeinträchtigt. Nach einer Aushärtungszeit von 10 bis 20 Minuten konnte dann der distale Teil des Metatarsale in dem Hohlzylinder von 27/30 mm Durchmesser eingebettet werden. Infolge der Einbettung blieb ein Abschnitt von 48 mm der Probe am Metatarsale 1 inklusive Gelenkspalt des TMT-Gelenks uneingebettet.

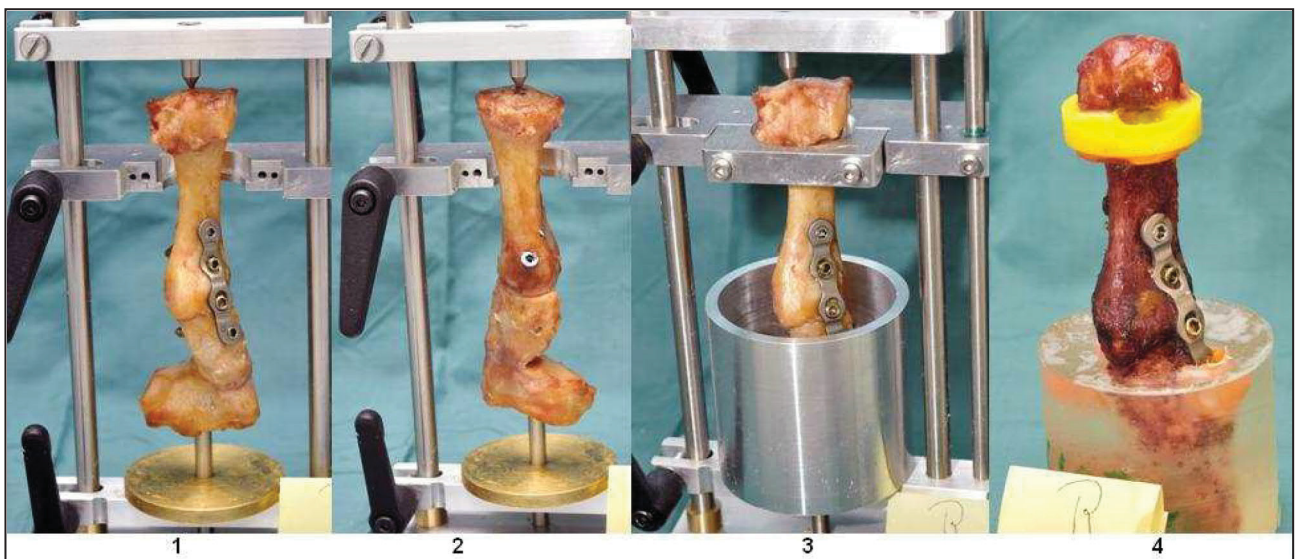


Abbildung 7: Eingespannte Probe von plantar (1,3) und dorsal (2); Eingebettete Probe (4)

4.7 Biomechanische Testung

Alle Tests erfolgten mit einer Universaltestmaschine mit einem 1 kN Kraftsensor (Zwick 1.0, Zwick GmbH, Ulm, Germany). Die Proben wurden, mit der plantaren Seite nach oben zeigend, an der Maschine tangential zum Kraftsensor positioniert. In Anlehnung an Scranton et al. wurde die Kraft als Zug-Druck-Belastung über das Metatarsale-Köpfchen eingeleitet (Scranton et al. 2009). So konnte eine physiologische Kraftaufnahme in Dorsiflexion simuliert werden.

4.7.1 Vorversuche

Zur Konfiguration des Testsetups wurden fünf Vorversuche durchgeführt. Daraus resultierten Kraftsensor, Kräfte, Geschwindigkeiten und Belastungsgrenzen zur Durchführung der Testreihe.

4.7.2 Initial Statische Tests

Zu Beginn wurden die biomechanischen Eigenschaften der Platten vor der zyklischen Belastung bestimmt. Das ermöglichte einen Vergleich vor und nach zyklischer Belastung. Begonnen wurde mit drei Setzzyklen gefolgt von einem quasi-statischen Test mit zehn Zyklen. Belastet wurde mit einer Kraft von -5 N bis +20 N bei einer Geschwindigkeit von 0,5 mm/s. Aus den Kraft-Weg-Diagrammen wurden die Steifigkeit, Range of Motion und Neutrale Zone ermittelt.

4.7.3 Zyklische Tests

Die zyklische Testung galt der Simulation des täglichen Be- und Entlastens beim Gehen. Im anschließenden zyklischen Test wurden 5000 Zyklen mit einer Kraft von -5 N bis +40 N bei einer Geschwindigkeit von 2 mm/s durchgeführt. Es wurde die Wegstrecke des Kraftsensors mit Anfangspunkt (L_{min}), Endpunkt (L_{max}) und deren Differenz dL aufgezeichnet, woraus das Setzverhalten der Proben ermittelt wurde.

4.7.4 Final Statische Tests

Die Durchführung des final statischen Tests gestaltete sich wie bei dem initial statischen. Es wurden Steifigkeit, Range of Motion und Neutrale Zone berechnet.

4.7.5 Finaler Versagenstest

Der finale Versagenstest simulierte ein worst-case-Szenario mit maximaler Belastung. Die Proben wurden in Dorsalflexion mit einer Geschwindigkeit von 0,5 mm/s mit stetig zunehmender Kraft belastet. Dabei wurden die Steifigkeit, die maximal erreichte, zum Versagen führende Kraft und das Biegemoment ermittelt. Als Versagen war ein plötzlicher Abfall in der Kraft-Weg-Kurve definiert.

4.8 Statistische Auswertung

Die Normalverteilung innerhalb der Gruppen wurde mittels Kolmogorov-Smirnov-Test und Shapiro-Wilk-Test untersucht. Da keine Normalverteilung vorlag, wurde für die verbundenen Stichproben daraufhin der Wilcoxon Signed-Rank Test als nicht-parametrischer Test angewandt. Als Signifikanzniveau wurde $p \leq 0,05$ definiert.

Die Korrelation zwischen BMD, maximum load to failure und Steifigkeit während des Versagenstest wurde mit der Korrelation nach Pearson und Spearman ermittelt.

5 Ergebnisse

Im Folgenden sind die Ergebnisse der biomechanischen Testung aufgeführt. Zuerst werden die Ergebnisse der durchgeführten Knochendichtemessung präsentiert. Danach folgen die Ergebnisse der statischen, zyklischen und finalen Testdurchläufe.

5.1 Knochendichte (Bone Mineral Density)

Die Knochendichte betrug in der plantaren Gruppe $423,1 \pm 20,7$ HA/cm³; Mean \pm SD; Range [399,6 - 453,6] und $431,4 \pm 17,5$ HA/cm³; Mean \pm SD; Range [413,4 - 455,5] in der dorsalen Gruppe. In beiden Proben gab es keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,25$) der Knochendichte (Tabelle 2).

Tabelle 2: Alter, BMD und Geschlecht der Proben, n = 6, absolute Werte

	Alter in a	BMD in HA/cm ³	Geschlecht
Plantar 1	89	399,6	W
2	79	406,0	M
3	64	453,6	M
4	87	429,2	W
5	74	412,4	W
6	80	438,0	W
Mean \pm SD	78,8 \pm 9	423,1 \pm 20,7	
Dorsomedial 1	89	413,4	W
2	79	413,6	M
3	64	437,5	M
4	87	455,5	W
5	74	422,8	W
6	80	445,5	W
Mean \pm SD	78,8 \pm 9	431,4 \pm 17,5	

5.2 Initial Statischer Test

Die initiale Steifigkeit betrug in der plantaren Gruppe durchschnittlich $33,9 \pm 19,3$ N/mm (Range [3 - 56]) und in der dorsomedialen Gruppe durchschnittlich $30,7 \pm 14,6$ N/mm (Range [2 - 47,1]). Die höhere initiale Steifigkeit der plantaren Versorgung war mit einem Signifikanzniveau von $p = 0,028$ signifikant (Abbildung 8).

Die initiale ROM der plantaren Platte war mit einem $p = 0,028$ signifikant niedriger (Abbildung 9). In der plantaren Gruppe lag sie bei $2,1 \pm 3,2$ mm (Range [0,5-8,4]), in der dorsomedialen bei $3 \pm 4,9$ mm (Range [0,5-12,9.]). Bei der Neutralen Zone zeigte sich kein signifikanter Unterschied, $p = 0,14$ (Plantare Platte: $0,7 \pm 1,3$ mm; Mean \pm SD; Range [0,1-3,4]; Dorsomediale Platte: $0,9 \pm 1,8$ mm; Mean \pm SD; Range [0,1-4,6]).

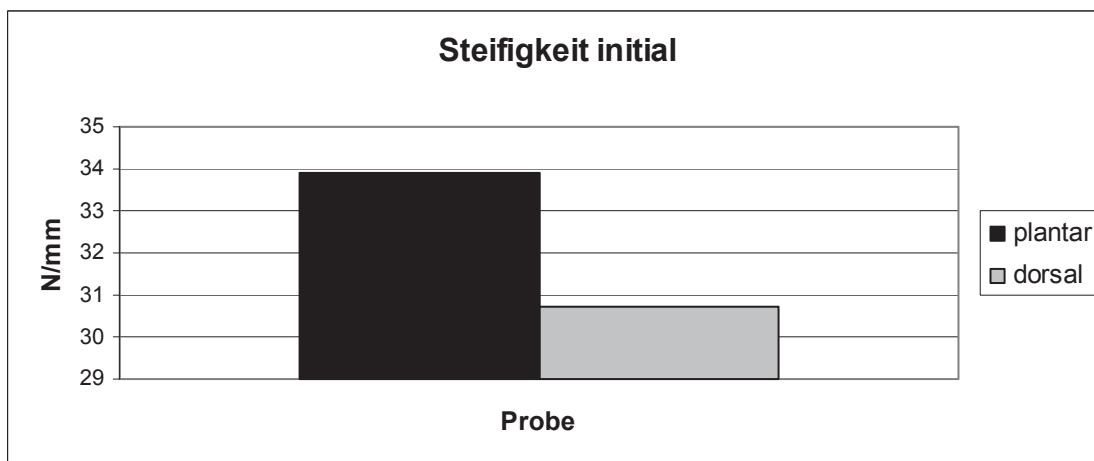


Abbildung 8: Steifigkeit initial, n = 6, Mittelwerte

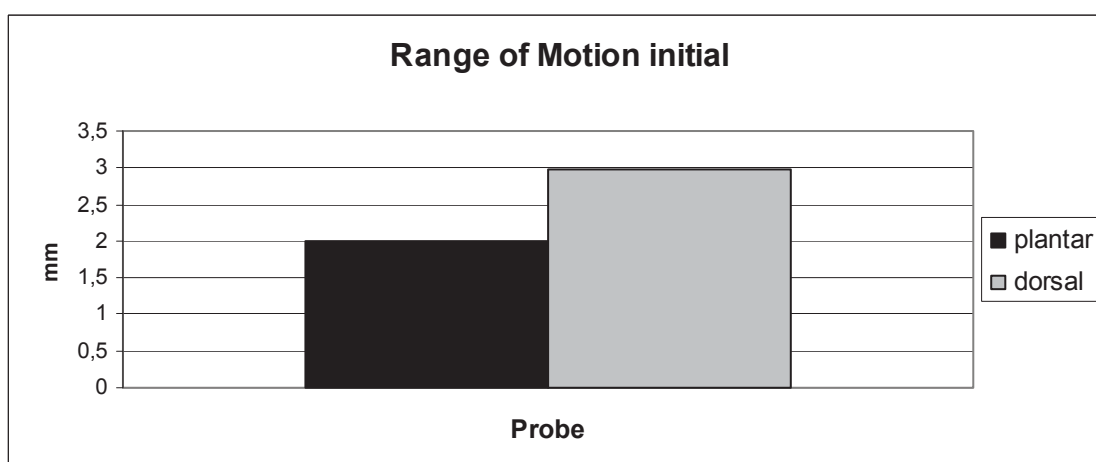


Abbildung 9: Range of Motion initial, n = 6, Mittelwerte

5.3 Zyklischer Test

In 5000 Zyklen wurde das Setzverhalten der 12 Proben bestimmt. Bei einem Paar versagten beide Instrumentierungen zu Beginn des zyklischen Tests, die 40 N Belastung konnten vom Kraftsensor im Rahmen des Test-Setups nicht aufgebaut werden. Die plantare Platte versagte im zweiten Zyklus, die dorsale Platte im ersten Zyklus. Die Tests wurden mit fünf Paaren weitergeführt. Mit $n = 5$ ergab sich für das Setzverhalten der plantaren Platte $1,5 \pm 0,7$ mm (Range [0,6 - 2,4]). Das Setzverhalten der dorsomedialen Platte betrug $6,6 \pm 5,1$ mm (Range [1,1 - 12,1]). Der Mittelwertvergleich ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen, $p = 0,14$ (Abbildung 10).

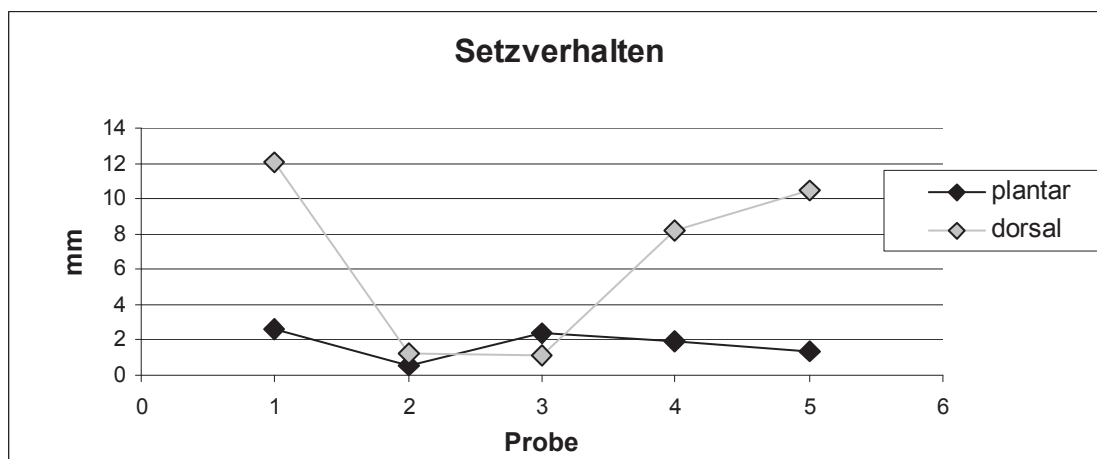


Abbildung 10: Setzverhalten, $n = 5$, absolute Werte

5.4 Statisch finaler Test

Für die statisch finale Steifigkeit ergab sich bei $n = 5$ in der plantaren Gruppe ein Mean von $21,7 \pm 12,3$ N/mm (Range [12,6 - 42,3]), in der dorsomedialen $12,7 \pm 13,2$ N/mm (Range [1,9 - 28,6]). Im Mittelwertvergleich ergab sich kein signifikanter Unterschied, $p = 0,225$. Sowohl Neutrale Zone als auch ROM waren im final statischen Test mit einem $p = 0,138$ nicht signifikant (Tabelle 3).

Tabelle 3: Steifigkeit final, ROM und NZ statisch final, $n = 5$, absolute Werte

	Steifigkeit final in N/mm	ROM in mm	NZ in mm
Plantar 1	13,5	2,0	2,0
2	42,3	0,7	0,1
3	16,2	1,7	1,7
4	12,6	2,2	2,2
5	23,0	1,1	1,1
Mean \pm SD	$21,7 \pm 12,3$	$1,5 \pm 0,6$	$0,4 \pm 0,2$
Dorsomedial 1	1,9	14,1	7,2
2	25,5	1,1	0,2
3	28,6	1,0	0,1
4	4,4	5,8	1,1
5	3,3	7,7	3,6
Mean \pm SD	$12,7 \pm 13,2$	$5,9 \pm 5,4$	$2,4 \pm 3,0$
p	0,225	0,138	0,138

5.5 Versagenstest

Die maximal erreichte Kraft betrug plantar $192,6 \pm 26,8$ N (Range [27,9-239]), dorsomedial $110,0 \pm 39,2$ N (Range [23,5 - 179]) (Abbildung 11). Die plantare Versorgung erreichte eine Steifigkeit von $24,8 \pm 10,7$ N/mm (Range [1,2 - 39,7]), die dorsomediale $7,0 \pm 7,6$ N/mm (Range [0,4 - 17,9]) (Abbildung 12). Es zeigte sich für die plantare Versorgung ein statistisch signifikanter Unterschied sowohl für die Steifigkeit ($p = 0,042$) als auch die maximal erreichte Kraft ($p = 0,043$).

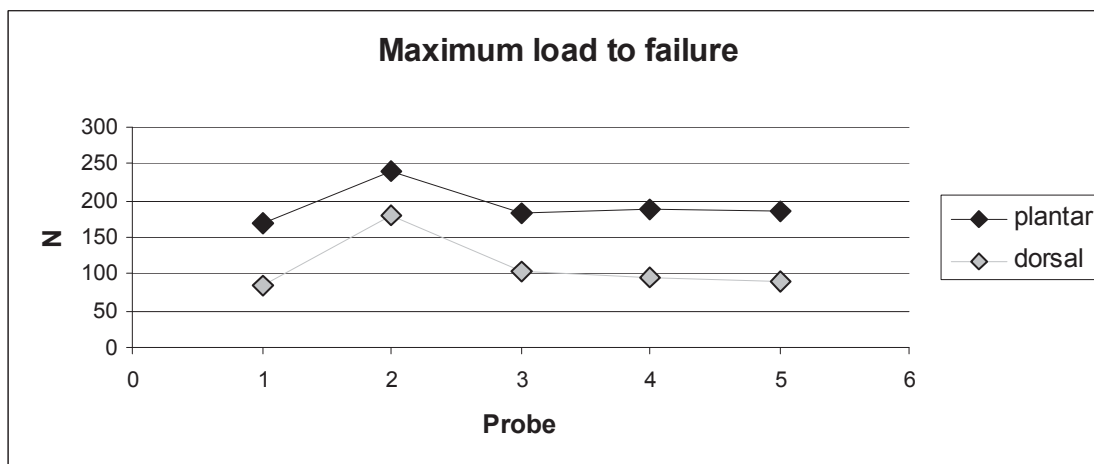


Abbildung 11: Maximum load to failure, n = 5, absolute Werte

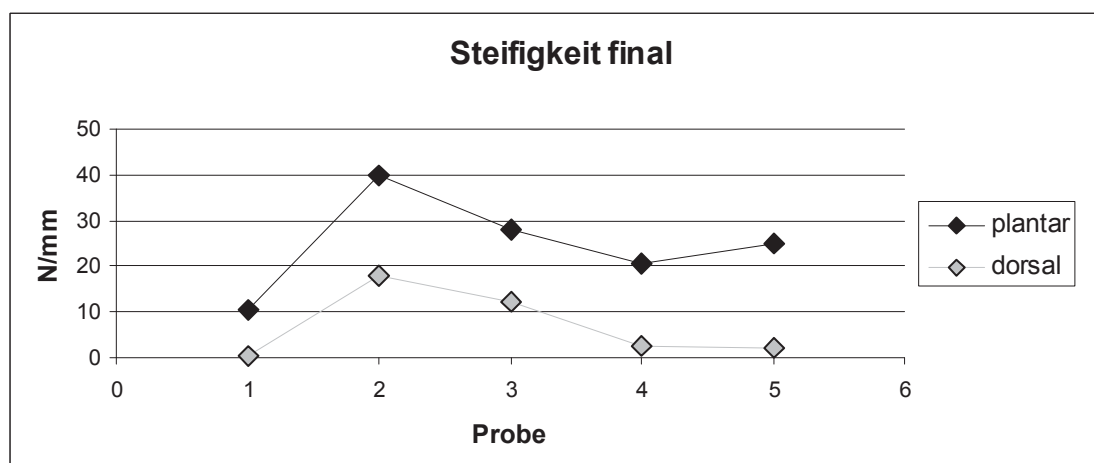


Abbildung 12: Steifigkeit final, n = 5, absolute Werte

Für das Biegemoment erreichte die plantare Platte im abschließenden Versagenstest einen durchschnittlichen Wert von $9,1 \pm 1,3$ Nm (Range [8,2 - 11,5]), die dorsomediale Verplattung von durchschnittlich $5,3 \pm 1,9$ Nm (Range [4,0 - 8,6]). Das Biegemoment der plantaren Platte war signifikant höher, $p = 0,043$ (Abbildung 13).

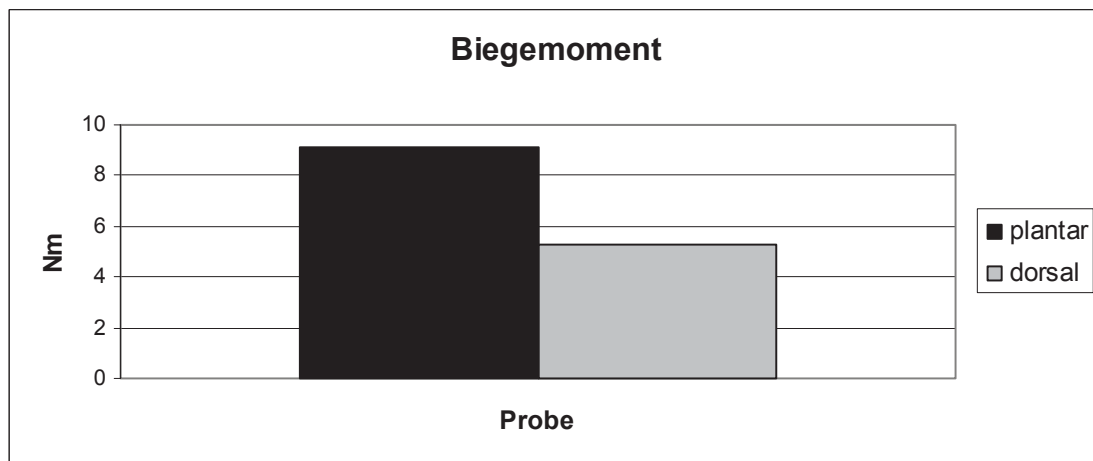


Abbildung 13: Biegemoment, n = 5, Mittelwerte

5.6 Zusammenfassung

In den Knochendichten gab es in den beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,25$). Alle signifikanten Unterschiede fielen zugunsten der plantaren Gruppe aus. Es zeigte sich eine höhere initiale Steifigkeit ($p = 0,028$), finale Steifigkeit im Versagenstest ($p = 0,042$), maximum load to failure ($p = 0,043$) und ein signifikant höheres Biegemoment ($p = 0,043$). Die ROM ($p = 0,028$) war signifikant kleiner für die plantare Platte. Es gab keine signifikanten Unterschiede bezüglich des Setzverhaltens ($p = 0,14$).

6 Diskussion

Die Lapidusarthrodese ist ein anerkanntes Verfahren zur Therapie von Hypermobilität des TMT, Instabilität des ersten Strahls und fortgeschrittenem Hallux valgus. Lapidus etablierte 1934 die „originale Lapidusarthrodese“, indem er das erste Metatarsale 1 mit Chromdraht an den Ligamenti des medialen und mittleren Cuneiforme befestigte und das MT1 über Knochenbridging mit dem MT2 verband (Lapidus 1934, Lapidus 1960). In den Folgejahren ist das Verfahren vielfach modifiziert worden. In den 1990er Jahren galt die Schraubenarthrodese als Methode der Wahl für die modifizierte Lapidusarthrodese (alleinige Verbindung von MT1 und medialem Cuneiforme). Seit 2001 sind winkelstabile Plattensysteme auf dem Markt, die sich in ihrer Form selbst und der Position am Gelenkspalt unterscheiden.

Ziel der aktuellen Forschung ist die Evaluation eines sicher zu implantierenden Systems, das eine frühe Vollbelastung ermöglicht und Komplikationen, vor allem die Ausbildung von Pseudarthrosen, minimiert, um dem Patienten eine zügige Rückkehr in den aktiven Alltag zu ermöglichen. Eine frühe Belastungsstabilität kommt auch dem inkomplianten Patienten zugute. Bei der derzeitigen Standardtechnik der modifizierten Lapidusarthrodese mit Zwei- bzw. Dreischraubentechnik oder dorsomedialen Platten werden Immobilisationszeiten von sechs bis acht Wochen im Unterschenkelgips oder Teilbelastungsschuh beschrieben (Coughlin und Mann 2007, Fuhrmann 2005). Saxena konnte in einer retrospektiven Studie von 40 operierten Füßen im Bezug auf die postoperativen Komplikationen keine signifikanten Unterschiede zwischen einer Zweischraubenarthrodese und einer dorsomedialen winkelstabilen Platte feststellen (Saxena et al. 2009). Die verplatteten Patienten belasteten ab der vierten postoperativen Woche, die Patienten mit Schraubenarthrodese ab der sechsten. Sorensen erzielte in einer postoperativen Untersuchung von 21 Füßen, versorgt mit einer dorsomedialen Platte, bei einer Immobilisation von zwei Wochen und folgender Teilbelastung exzellente Ergebnisse mit einer Pseudarthroserate von null Prozent (Sorensen et al. 2009). Klinische Studien zur modifizierten Lapidusoperation nennen Pseudarthroseraten von 0% - 75% (Clark et al. 1987, Fuhrmann 2005, Mauldin et al. 1990, Myerson et al. 1992, Sangeorzan und Hansen 1989). Die meisten Autoren berichten von 5% - 24% Pseudarthrosen.

In einer biomechanischen Studie zeigten Cohen et al., dass die dorsomediale Plattenarthrodese allein einer Zweischraubenversorgung unterlegen ist (Cohen et al. 2005). Gruber konnte jedoch bei einer Kombination von dorsomedialer Plattenarthrodese mit Zugschraube im Vergleich zu einer Zweischraubenarthrodese keine signifikanten Unterschiede mehr aufzeigen. Daraus schlossen die Autoren auf eine positive Wirkung der Zugschraube (Gruber et al. 2008). Scranton et al. zeigten die Überlegenheit der medialen Plattenarthrodese in Kombination mit einer Zugschraube über die Zweischraubenversorgung (Scranton et al. 2009). In einer Untersuchung von Klos et al. konnten diese Ergebnisse erstmals mit einem zyklischen Test gestützt werden (Klos et al. 2010). Marks evaluierte in einer zyklischen Auswertung die Vorteile einer streng plantaren Plattenpositionierung bei der Fußwurzelarthrodese mit einer Drittelrohrplatte, was auf einen positiven Effekt der Plattenlage in Richtung der Zugseite des TMT schließen ließ (Marks et al. 1998). Aufgrund dieser getrennt voneinander erhobenen positiven Resultate zum einen für eine plantare Plattenposition, zum anderen für eine zusätzlich stabilisierende Zugschraube, untersuchte die vorliegende Studie den Aspekt der plantaren Plattenpositionierung in Kombination mit einer Zuggurtung. Die getestete Platte war anatomisch vorgeformt und wurde so der natürlichen Kontur des TMT gerecht. Im Gegensatz zur dorsomedialen und streng medial angebrachten Platte ist plantar eine größere Weichteildeckung gegeben, was sich postoperativ im Sinne von weniger Irritationen und mehr Komfort für den Patienten auswirken könnte.

Die getestete plantare Lapidusplatte war im Vergleich zu der dorsomedialen Platte im initial quasi-statischen Test signifikant steifer ($p = 0,028$) und ließ auch signifikant weniger Bewegung im ehemaligen Gelenkspalt zu ($p = 0,028$). Die Messung der BMD ergab keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,25$), was die Ergebnisse vergleichbar macht. Im anschließenden zyklischen Test ergab sich kein signifikanter Unterschied für das Setzverhalten der Platten. Im abschließenden load-to-failure-Test zeigte die plantare Platte, wie schon im quasi-statischen Test, eine signifikant höhere Steifigkeit als die dorsomediale ($p = 0,042$). Außerdem hielt sie signifikant höhere Kräfte bis zum Versagen ($p=0,043$) aus. Das Biegemoment für das plantare Konstrukt war signifikant höher als bei

dem dorsomedialen ($p = 0,043$). Bei allen Präparaten zeigte sich als Versagensmechanismus ein cut-out der Schrauben. Knochen- oder Implantatbrüche wurden nicht beobachtet.

Es konnte die Hypothese bestätigt werden, dass eine plantare winkelstabile Plattenarthrodese mit Zugschraube einer herkömmlichen dorsomedialen Plattenarthrodese mit Zugschraube biomechanisch überlegen ist.

Als Ursache ist die Position der Platte an der Zugseite des Gelenks anzunehmen. Eine so positionierte winkelstabile Platte wandelt Distraktionskräfte in Kompressionskräfte um, sodass die interfragmentäre Kompression ein plantares Aufklappen verhindert (Egol et al. 2004, Cottom 2012). Die plantare Plattenlage unterstützt das physiologische Längsgewölbe des Fußes, dessen Hauptkraftträger der plantare Bandapparat und die Plantaraponeurose sind (Jacob 1989, Preuschoft 1970). Die Winkelstabilität der Platten gewährleistet Winkel- und axiale Stabilität. Die zusätzlich eingebrachte Zugschraube erhöht die Rotationsstabilität und die Friktion im Arthrodesespalt.

Die durchgeführte Studie ist nur bedingt mit den Ergebnissen der aktuellen biomechanischen Forschung vergleichbar. Zum einen spielt die Knochendichte für die Verankerung der Implantate eine entscheidende Rolle, was Paarvergleiche notwendig macht. Auch die Methodik ist entscheidend. Selbst identisch beschriebene Testsetups, die aber in verschiedenen Werkstätten gefertigt und an verschiedenen Maschinen angewendet wurden, können unterschiedliche Ergebnisse liefern (Klos et al. 2011). Von den bekannten biomechanischen Studien der letzten Jahre ist die durchgeführte Studie bezogen auf das Testsetup und die Methodik am ehesten mit der von Scranton et al. vergleichbar (Scranton et al. 2009). Scranton et al. konnten in einem Versagenstest, ohne vorherige zyklische Testung, ein Biegemoment von durchschnittlich 6 Nm für eine mediale Platte mit Kompressionsschraube und von durchschnittlich 4,4 Nm für eine Zweischraubentechnik aufzeigen. Die vorliegende Testung erbrachte bei den Versagenstests nach 5000 Zyklen ein Biegemoment von durchschnittlich 9,1 Nm für die plantare Platte und durchschnittlich 5,3 Nm für die dorsomediale Plattenlage. Allerdings

gaben Scranton et al. keine Information über die Knochenqualität, Geschlecht oder Alter der verwendeten Proben und verwendeten einen längeren Hebelarm von durchschnittlich 56 mm (in der vorliegenden Studie betrug der Hebelarm 48 mm), was einen Vergleich der Ergebnisse nur eingeschränkt zulässt (Scranton et al. 2009).

Die aktuelle Untersuchung weist einige Limitationen auf. Die postoperativ knöcherne Durchbauung konnte nicht beurteilt werden. Durch die vollständige Resektion der umgebenden Weichteile, Gelenkkapsel und Bänder konnten deren Einflüsse auf die arthrogene Stabilität nicht beurteilt werden. Ziel war es, ein möglichst standardisiertes „worst-case“ Szenario zu schaffen, was nicht unbedingt dem klinischen Alltag, bei dem in der Regel eine kontrollierte Belastung stattfindet, entspricht. Dazu kommt, dass die Gelenkflächen in Anlehnung an vorangegangene biomechanische Studien belassen wurden (Marks et al. 1998), (Muckley et al. 2008, Alfahd et al. 2005, O'Neill et al. 2008). Der biomechanische Einfluss der Gelenkflächenpräparation, wie sie Ray an Präparaten mit und ohne subchondrale Knorpelplatte demonstrierte, wurde so umgangen (Ray et al. 1998). Auch das hohe durchschnittliche Spenderalter von 79 Jahren entsprach nicht dem zu erwartenden Patientenkollekt, spiegelt aber den möglichen Hochrisiko-Patienten wieder, der unter anderem wegen erhöhter Sturzgefahr einer besonders stabilen Versorgung bedarf (Bednarz und Manoli 2000, Fuhrmann 2005). In vergleichbaren klinischen Studien zur modifizierten Lapidusarthrodese betrug das durchschnittliche Patientenalter maximal 51 Jahre (Coetzee und Wickum 2004, Fuhrmann 2005, Myerson et al. 1992). Die Zyklenzahl von 5000 wurde in Anlehnung an die Untersuchung von Marks et al. gewählt (Marks et al. 1998). Das genutzte Testregime spiegelte hier den klinischen Alltag mit repetitivem Be- und Entlasten über mehrere Wochen wieder, was als Hauptursache für die Entstehung von Pseudarthrosen und konsekutivem Implantatversagen angenommen wird. Der abschließende load-to-failure-Test entspricht einem „worst-case“-Szenario im Sinne eines Fehltritts oder Sturzes.

Die Ergebnisse dieser Studie können trotz der signifikant guten Resultate nicht ohne weiteres in die klinische Praxis übertragen werden. Weitere klinische Studien zu Langzeitergebnissen und Komplikationen der plantaren Lapidusplatte sind notwendig. Die

Fixierung der Platte an der Zugseite der Arthrodesse erwies sich als vorteilhaft. Es konnte in dieser biomechanischen Untersuchung gezeigt werden, dass die plantare winkelstabile Lapidusplatte im Vergleich zur dorsomedialen Technik eine stabilere Versorgung des ersten Tarsometatarsalgelenks gewährleistet.

7 Schlussfolgerung

Aus der vorliegenden biomechanischen Untersuchung zur Lapidusarthrodese lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

Die anatomisch geformte, winkelstabile, plantare Lapidusplatte in Kombination mit einer Kompressionsschraube bietet biomechanische Vorteile gegenüber der herkömmlichen dorsomedialen winkelstabilen Platte mit einer Zugschraube. Signifikant bessere Ergebnisse zeigten sich für die initiale Steifigkeit ($p = 0,028$), finale Steifigkeit ($p = 0,042$), ROM ($p = 0,028$), load to failure ($p = 0,043$) und das Biegemoment ($p = 0,043$).

Inwieweit sich die Ergebnisse *in vivo* widerspiegeln und welche Komplikationen die plantare Plattenimplantation mit sich bringt, müssen zukünftige Studien zeigen. Die guten biomechanischen Daten sprechen für den Einsatz der plantaren Platte. Die signifikant höhere Steifigkeit, load to failure und das Biegemoment könnten eine frühere Belastungsstabilität begünstigen und so dem Patienten eine schnellere Rückkehr in ein aktives Leben ermöglichen. Unter Berücksichtigung der Ergebnisse ist außerdem eine Reduktion von Komplikationen wie Pseudarthrosen und Implantatversagern denkbar.

8 Anhang

8.1 Literaturverzeichnis

- Alfahd U, Roth SE, Stephen D, Whyne CM. 2005. Biomechanical comparison of intramedullary nail and blade plate fixation for tibiototalcalcaneal arthrodesis. *J Orthop Trauma*, 19 (10):703-708.
- Bacardi BE, Boysen TJ. 1986. Considerations for the Lapidus operation. *J Foot Surg*, 25 (2):133-138.
- Baravarian B, Briskin GB, Burns P. 2004. Lapidus bunionectomy: arthrodesis of the first metatarsocunieform joint. *Clin Podiatr Med Surg*, 21 (1):97-111, vi.
- Bednarz PA, Manoli A, 2nd. 2000. Modified lapidus procedure for the treatment of hypermobile hallux valgus. *Foot Ankle Int*, 21 (10):816-821.
- Budiman-Mak E, Conrad KJ, Roach KE. 1991. The Foot Function Index: a measure of foot pain and disability. *J Clin Epidemiol*, 44 (6):561-570.
- Butson AR. 1980. A modification of the Lapidus operation for hallux valgus. *J Bone Joint Surg Br*, 62 (3):350-352.
- Clark HR, Veith RG, Hansen ST, Jr. 1987. Adolescent bunions treated by the modified Lapidus procedure. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst*, 47 (2):109-122.
- Coetzee JC, Wickum D. 2004. The Lapidus procedure: a prospective cohort outcome study. *Foot Ankle Int*, 25 (8):526-531.
- Coetzee JC, Resig SG, Kuskowski M, Saleh KJ. 2003. The Lapidus procedure as salvage after failed surgical treatment of hallux valgus: a prospective cohort study. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A (1):60-65.
- Cohen DA, Parks BG, Schon LC. 2005. Screw fixation compared to H-locking plate fixation for first metatarsocuneiform arthrodesis: a biomechanical study. *Foot Ankle Int*, 26 (11):984-989.
- Cottom JM. 2012. Fixation of the Lapidus arthrodesis with a plantar interfragmentary screw and medial low profile locking plate. *J Foot Ankle Surg*, 51 (4):517-522.
- Coughlin MJ. 1990. Etiology and treatment of the bunionette deformity. *Instr Course Lect*, 39:37-

48.

- Coughlin MJ, Freund E. 2001. Roger A. Mann Award . The reliability of angular measurements in hallux valgus deformities. *Foot Ankle Int*, 22 (5):369-379.
- Coughlin MJ, Mann RA. 2007. Hallux Valgus. In: Coughlin MJ, Mann RA, Saltzman CL, Hrsg. *Surgery of the Foot and Ankle*. 8te Aufl. Philadelphia: Elsevier, 181-363.
- Coughlin MJ, Smith BW. 2008. Hallux valgus and first ray mobility. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am*, 90 Suppl 2 Pt 2:153-170.
- Debrunner HU, Jacob HAC. 1998. *Biomechanik des Fusses*. 2.te Aufl. Stuttgart: Enke Verlag.
- Easley ME, Trnka HJ. 2007. Current concepts review: hallux valgus part II: operative treatment. *Foot Ankle Int*, 28 (6):748-758.
- Easley ME, Reach JS, Trnka H-J. 2009. Chapter 73 - What Is the Best Treatment for Hallux Valgus? In: James GW, Md, Mph, Frcsca2 - James G. Wright MMF, Hrsg. *Evidence-Based Orthopaedics*. Aufl. Philadelphia: W.B. Saunders, 479-491.
- Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ. 2004. Biomechanics of locked plates and screws. *J Orthop Trauma*, 18 (8):488-493.
- Faber FW, Mulder PG, Verhaar JA. 2004. Role of first ray hypermobility in the outcome of the Hohmann and the Lapidus procedure. A prospective, randomized trial involving one hundred and one feet. *J Bone Joint Surg Am*, 86-A (3):486-495.
- Franco MG, Kitaoka HB, Edaburn E. 1990. Simple bunionectomy. *Orthopedics*, 13 (9):963-967.
- Fuhrmann RA. 2005. Arthrodesis of the first tarsometatarsal joint for correction of the advanced splayfoot accompanied by a hallux valgus. *Oper Orthop Traumatol*, 17 (2):195-210.
- Fuhrmann RA, van Schoonhoven J. 2011. Degenerative Erkrankungen des 1. Zehenstrahls. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*, (6):447-474.
- Gruber F, Sinkov VS, Bae SY, Parks BG, Schon LC. 2008. Crossed screws versus dorsomedial locking plate with compression screw for first metatarsocuneiform arthrodesis: a cadaver study. *Foot Ankle Int*, 29 (9):927-930.
- Hardy RH, Clapham JC. 1951. Observations on hallux valgus; based on a controlled series. *J Bone Joint Surg Br*, 33-B (3):376-391.
- Hofstaetter SG. 2008. Die Vorteile der Lapidus-Plattenfusion
- Horton GA, Olney BW. 1993. Deformity correction and arthrodesis of the midfoot with a medial

- plate. *Foot & Ankle*, 14 (9):493-499.
- Jacob HAC. 1989. *Biomechanics of the forefoot* Glasgow: University of Strathclyde.
- Kappeler U, Meyer R-P, Rippstein P. 2004. *Fußchirurgie in der Praxis*. 3.te Aufl. Berlin: Springer-Verlag.
- Kilmartin TE, Barrington RL, Wallace WA. 1991. Metatarsus primus varus. A statistical study. *J Bone Joint Surg Br*, 73 (6):937-940.
- Kitaoka HB, Alexander IJ, Adelaar RS, Nunley JA, Myerson MS, Sanders M. 1994. Clinical rating systems for the ankle-hindfoot, midfoot, hallux, and lesser toes. *Foot Ankle Int*, 15 (7):349-353.
- Klaue K. 1991. [Hallux valgus and hypermobility of the first ray--causal treatment using tarso-metatarsal reorientation arthrodesis]. *Ther Umsch*, 48 (12):817-823.
- Klaue K, Hansen ST, Masquelet AC. 1994. Clinical, quantitative assessment of first tarsometatarsal mobility in the sagittal plane and its relation to hallux valgus deformity. *Foot Ankle Int*, 15 (1):9-13.
- Kleinberg S. 1932. Operative cure of hallux valgus and bunions. *Am J Surg*, 15:75-81.
- Klos K, Gueorguiev B, Muckley T, Frober R, Hofmann GO, Schwieger K, Windolf M. 2010. Stability of medial locking plate and compression screw versus two crossed screws for Lapidus arthrodesis. *Foot Ankle Int*, 31 (2):158-163.
- Klos K, Simons P, Hajduk AS, Hoffmeier KL, Gras F, Frober R, Hofmann GO, Muckley T. 2011. Plantar versus dorsomedial locked plating for Lapidus arthrodesis: a biomechanical comparison. *Foot Ankle Int*, 32 (11):1081-1085.
- Kumar I, Singh V, Singh A, Arora V, Bajaj A. 2012. Comparative evaluation of 2.0-mm locking plate system vs. 2.0-mm nonlocking plate system for mandibular fractures - a retrospective study. *Oral Maxillofac Surg*,
- Lapidus P. 1934. The operative correction of metatarsus varus primus in hallux valgus. *Surg Gynecol Obstet*, 58:183-191.
- Lapidus PW. 1956. A quarter of a century of experience with the operative correction of the metatarsus varus primus in hallux valgus. *Bull Hosp Joint Dis*, 17 (2):404-421.
- Lapidus PW. 1960. The author's bunion operation from 1931 to 1959. *Clin Orthop*, 16:119-135.
- Marks RM, Parks BG, Schon LC. 1998. Midfoot fusion technique for neuroarthropathic feet:

- biomechanical analysis and rationale. *Foot Ankle Int*, 19 (8):507-510.
- Mauldin DM, Sanders M, Whitmer WW. 1990. Correction of hallux valgus with metatarsocuneiform stabilization. *Foot & Ankle*, 11 (2):59-66.
- Muckley T, Hoffmeier K, Klos K, Petrovitch A, von Oldenburg G, Hofmann GO. 2008. Angle-stable and compressed angle-stable locking for tibiototalcalcaneal arthrodesis with retrograde intramedullary nails. Biomechanical evaluation. *J Bone Joint Surg Am*, 90 (3):620-627.
- Myerson M, Allon S, McGarvey W. 1992. Metatarsocuneiform arthrodesis for management of hallux valgus and metatarsus primus varus. *Foot Ankle*, 13 (3):107-115.
- O'Neill PJ, Logel KJ, Parks BG, Schon LC. 2008. Rigidity comparison of locking plate and intramedullary fixation for tibiototalcalcaneal arthrodesis. *Foot Ankle Int*, 29 (6):581-586.
- Palladino SJ, Towfigh A. 1992. Intra-evaluator variability in the measurement of proximal articular set angle. *J Foot Surg*, 31 (2):120-123.
- Perren SM. 1991. The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application. *Injury*, 22 Suppl 1:1-41.
- Preuschoft H. 1970. [Mechanical analyses of primate feet. II. The foot as a whole]. *Z Anat Entwicklungsgesch*, 131 (2):156-192.
- Ray RG, Ching RP, Christensen JC, Hansen ST, Jr. 1998. Biomechanical analysis of the first metatarsocuneiform arthrodesis. *J Foot Ankle Surg*, 37 (5):376-385.
- Ruedi TP, Buckley RE, Moran CG. 2007. *Ao Principles of Fracture Management*. 2te Aufl. Stuttgart: Thieme.
- Rutherford RL. 1974. The Lapidus procedure for primus metatarsus adductus. *J Am Podiatry Assoc*, 64 (8):581-584.
- Sangeorzan BJ, Hansen ST, Jr. 1989. Modified Lapidus procedure for hallux valgus. *Foot Ankle*, 9 (6):262-266.
- Saxena A, Nguyen A, Nelsen E. 2009. Lapidus bunionectomy: Early evaluation of crossed lag screws versus locking plate with plantar lag screw. *J Foot Ankle Surg*, 48 (2):170-179.
- Schünke M. 2005. *Prometheus - Lernatlas der Anatomie*. Aufl. Stuttgart: Thieme.
- Scranton PE, Coetzee JC, Carreira D. 2009. Arthrodesis of the first metatarsocuneiform joint: a comparative study of fixation methods. *Foot Ankle Int*, 30 (4):341-345.
- Sorensen MD, Hyer CF, Berlet GC. 2009. Results of lapidus arthrodesis and locked plating with

- early weight bearing. *Foot Ankle Spec*, 2 (5):227-233.
- Trnka HJ. 2005. Osteotomies for hallux valgus correction. *Foot Ankle Clin*, 10 (1):15-33.
- Truslow W. 1925. Metatarsus primus varus or hallux valgus? *J Bone Joint Surg*, 7:98.
- Vanore JV, Christensen JC, Kravitz SR, Schuberth JM, Thomas JL, Weil LS, Zlotoff HJ, Mendicino RW, Couture SD. 2003: Diagnosis and treatment of first metatarsophalangeal joint disorders. Section 1: Hallux valgus. *J Foot Ankle Surg*, 42 (3):112-123.
- Wanivenhaus A, Pretterklieber M. 1989. First tarsometatarsal joint: anatomical biomechanical study. *Foot Ankle*, 9 (4):153-157.
- Wanivenhaus A, Bock P, Gruber F, Ivanic G, Klein C, Siorpaes R, Schneider W, Steinbock G, Trieb K, Trnka HJ. 2009. [Deformity-associated treatment of the hallux valgus complex]. *Orthopade*, 38 (11):1117-1126.
- Wulker N, Mittag F. 2012. The treatment of hallux valgus. *Dtsch Arztebl Int*, 109 (49):857-868.
- Zembsch A, Trnka HJ, Ritschl P. 2000. Correction of hallux valgus. Metatarsal osteotomy versus excision arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, (376):183-194.

8.2 Veröffentlichung

Plantar versus dorsomedial locked plating for Lapidus arthrodesis: a biomechanical comparison

Klos K, Simons P, Hajduk AS, Hoffmeier KL, Gras F, Frober R, Hofmann GO, Muckley T.
2011. *Foot Ankle Int*, 32 (11):1081-1085

8.3 Danksagung

Professor Dr. med. Thomas Mückley danke ich für die Vergabe des interessanten Promotionsthemas und für die Möglichkeit diese Arbeit an der Universitätsklinik für Unfall-Hand- und Wiederherstellungschirurgie in Jena durchführen zu können.

Dr. med. Kajetan Klos danke ich für die zielgerichtete Betreuung meiner Arbeit und die vielen gemeinsamen Stunden im Labor. Dr. Paul Simons, Dipl. Ing. Konrad Hoffmeier und Dr. med Rosemarie Fröber danke ich für die fachliche Unterstützung.

Ganz besonders danke ich Friedemann, Anna, Anika, Josi und Marianne sowohl für die fachliche als auch menschliche Unterstützung der letzten Monate.

Meinen Eltern gilt besonderer Dank – diese Arbeit wäre ohne sie nicht möglich gewesen.

8.4 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Prof. Dr. med. Thomas Mückley

Dr. med. Kajetan Klos

Dr. med. Paul Simons

Dipl. Ing. Konrad Hoffmeier

Dr. med. Rosemarie Fröber,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena,